

99P3634



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 44 10 888 A 1**

⑥1 Int. Cl. 6:
A 61 B 6/00
A 61 B 5/14
G 01 N 21/59
// A 61 B 8/03

B12

②1 Aktenzeichen: P 44 10 888.5
②2 Anmeldetag: 29. 3. 94
④3 Offenlegungstag: 5. 10. 95

DE 44 10 888 A 1

⑦1 Anmelder:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

⑦2 Erfinder:
Donnerhacke, Karl-Heinz, Dr.rer.nat., 07747 Jena,
DE; Müller, Gerhard, Prof. Dr.-Ing., 14129 Berlin, DE;
Luther, Egon, Dipl.-Ing., 07743 Jena, DE; Beuthan,
Jürgen, Prof. Dr.rer.nat., 12185 Berlin, DE

⑤4 Anordnung zur Durchstrahlung von menschlichem Gewebe

⑤7 Eine Stoffwechsel- und Strukturbewertung mit bildgeben-
der Detektierung wird realisiert, indem unter Verwendung
von mindestens zwei Wellenlängen in einem Strahlungsbe-
reich von 600-1100 nm mit einem Mindestabstand von 150
nm die gewebespezifische, bei der Durchstrahlung erzeugte
Streulichtverteilung mit einem Bildaufnahmesystem detek-
tiert wird.

Weiterhin wird, vorzugsweise gleichzeitig, in mindestens
zwei Gebieten die gewebespezifische Lichtverteilung, vor-
zugsweise der Streustrahlung, erfaßt und ein Vergleich der
detektierten Strahlungsabilder durchgeführt.

DE 44 10 888 A 1

Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur Durchstrahlung von menschlichem Gewebe, vorzugsweise mittels IR-Strahlung.

Es ist bereits bekannt, nach Einstrahlung infraroten Lichtes in einen darzustellenden Raum, der Bestandteil des menschlichen Körpers ist, ein nach der Durchstrahlung sichtbares Bild nach elektronisch-optischer Wandlung mittels fotografischer oder fernsehtechnischer Verfahren darzustellen. (DD 1 21 479)

In DE-C2 30 37 983 wird die lichtinduzierte, rastermikroskopische Darstellung von Probenparametern in ihrer räumlichen Verteilung, unter anderem durch Beleuchtung mit IR-Strahlung beschrieben.

Die Probe wird beleuchtungsseitig durch einen Lichtstrahl rasterförmig abgetastet und die von der Probe ausgehende Strahlung im Takte des Rasters detektiert, wobei mindestens zwei unterschiedliche Strahlungskomponente detektiert werden, deren eine nicht im beleuchtungsseitig verwendeten Spektralbereich liegt.

In DD 2 10 202 ist eine Vorrichtung zur Durchstrahlung und Grobstrukturuntersuchung, vorzugsweise an medizinischen Objekten, beschrieben, die infrarotes oder sichtbares zirkular polarisiertes Licht verwendet, das das zu untersuchende Objekt durchdringt und über einen Analysator auf einen lichtelektrischen Strahlungsempfänger fällt.

Es wird eine matrixförmige Abrasterung der Probe vorgenommen, wobei durch Drehen der Vorrichtung um beliebige Winkelwerte eine "tomografische" Erfassung aller Elementarzellen des dargestellten Körpers erzielt wird.

In DE-A 40 15 988 ist ein Infrarot-Tomograph beschrieben, der mit Infrarotstrahlung und dem Prinzip der konfokalen Abbildung arbeitet, wobei durch geeignete Mittel die Infraroteigenstrahlung von biologischem Gewebe sichtbar gemacht werden soll, und die Streustrahlung eliminiert wird.

In DE-A 41 30 369 wird eine Beleuchtungseinrichtung für Licht im roten bis infraroten Licht beschrieben, wobei ein zweidimensionaler, ortsauflösender Bildsensor zur Erfassung der vom Objekt ausgehenden Strahlen vorgesehen ist.

Es wird eine Streustrahlungskorrektur durchgeführt.

Es wurde weiterhin bereits vorgeschlagen (DE 4 24 416), das untersuchte Gewebe mit Licht zweier Wellenlängenbereiche zu bestrahlen und entweder in Transmission oder in Remission die Änderung der Streulichtverteilung zu detektieren.

Weiterhin wurde vorgeschlagen (DE 42 41 772), Änderungen der optischen Dichteverteilung mittels eines optisch-synthetischen Aperturverfahrens durch zeitlich räumlich segmentielle Punktbeleuchtung bei gleichzeitiger Orts- und korrelierter Detektion des Streulichtes zu erfassen, wobei das zu untersuchende Gewebe in einen Doppellinien-Scanner positioniert werden kann, dessen erster Scanvorgang den streuwinkelverteilungsabhängigen Intensitätsverlauf bei diaphanoskopischer Gewebedurchstrahlung mittels Punktlichtquelle detektiert.

Aufgabe der Erfindung ist es nunmehr, unter Auswertung bei der Durchstrahlung mit infraroten Licht entstehender Streulichtverteilungen an Körperteilen Bilder zu erzeugen, die eine Stoffwechsel- und Strukturbewertung ermöglichen und bildgebend detektiert werden können.

Die Aufgabe der Erfindung wird durch die kennzeichnenden Merkmale des ersten und zweiten Hauptanspruchs

ches gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen sind in den Unteransprüchen beschrieben.

Ausgehend vom bekannten Stand der Technik hat sich überraschenderweise gezeigt, daß im Spektralbereich zwischen 600 und 1100 nm, insbesondere bei etwa 800 nm, eine wesentlichere effektivere Durchdringung biologischen Gewebes möglich ist, wobei die bessere Transmission allerdings zu Lasten einer deutlich höheren Streuung aufgrund der kürzeren Wellenlänge geht. Entgegen aller Erwartung hat sich jedoch völlig überraschend herausgestellt, daß die Lichtstreuung im biologischen Gewebe eine hohe Vorwärtsanisotropie in diesem Spektralbereich aufweist, so daß bei Beleuchtung dicker Gewebestrukturen von ca. 5 cm und mehr mit einem kollimierten Lichtbündel das Zentrum des transmittierten Streuhofes noch ein hohes Richtungsgeächtnis der Einstrahlcharakteristik aufweist. Erfindungsgemäß wird daher eine Beleuchtungseinheit entwickelt, die bei möglichst kleiner Austrittsöffnung einen hohen Kollimationsgrad aufweist und mittels derer diagnostisch relevante Körperpartien bei geeigneter Formgebung derart beleuchtet werden können, daß die diametral gegenüberliegenden Oberflächen mit einer ebenfalls erfindungsgemäßen orts- bzw. raumgefilterten Abbildungsoptik auf einen hochempfindlichen Infrarotdetektor, typischerweise ein CCD-Bauelement, abgebildet werden können.

Im einzelnen sind bevorzugte Ausführungsbeispiele der erfindungsgemäßen Vereinbarung wie folgt aufgebaut.

Für die Einbringung der Strahlung in den Rachenraum wird zur symmetrischen Durchstrahlung beider Kieferhöhlen vorteilhafterweise ein Applikator verwendet, der mit Faseroptik ausgestattet ist, die an den distalen Enden Kollimationstapler besitzt. Zur näheren Beschreibung eines bevorzugten Ausführungsbeispiels der Erfindung sind die wichtigsten Details in Fig. 1 näher dargestellt.

Fig. 1 Prinzipdarstellung des an die Objektsymmetrie angepaßten Strahlungsapplikators für die diaphanoskopische Durchleuchtung der Kieferhöhlen.

Die mit dem Kollimationstapler zur punktwisen Einstrahlung in das Gewebe versehenen faseroptischen Schenkelemente (1) sind in einer Klemm-Zangen-Anordnung (2) gefaßt, die eine der aktuellen anatomischen Geometrie angepaßte Einstellung des seitlichen Einstrahlungswinkels zulassen. Prinzipiell können dafür auch motorisch steuerbare Winkeldrehvorrichtungen zur Verbesserung der Ergonomie der Vorrichtung eingesetzt werden. Die faseroptischen Elemente werden durch Frontkopplung an einen flexiblen Y-Lichtleiter (3) aus der Klemmzange an ein optisches Bandfilter (600 nm—1300 nm) (4) der Lichtquelle (5) geführt. Die Lichtquelle kann prinzipiell auch moduliert betrieben werden, um in Weiterführung des Erfindungsgedankens unterschiedliche Detektions- und Auswerteverfahren auf der Empfängerseite zu ermöglichen (Zeit- und Frequenzbereich) als auch eine Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses auf bekannte Art und Weise zu realisieren. Weiterhin könnten auch am Applikator direkt eine oder über Strahlenteiler (7) zwei Laserdioden (6) als Strahlungsquelle gekoppelt werden. Vorteilhafterweise sind dann Strahlungen auf zwei Wellenlängen (im optischen Fenster des Gewebes) einstrahlbar. Um optimal krankheitsbedingte Streu- und Absorptionsänderungen festzustellen, muß die eine Strahlungswellenlänge zwischen 600 nm und 700 nm liegen und die andere einen minimalen Wellenlängenabstand von + 150 nm

aufweisen. Auch beim Einsatz von Laserdioden ist die Erweiterung zum vorgestellten Modulationsprinzip sinnvoll. Die zweite Gruppe wesentlicher Teilelemente der Vorrichtung ist in der Empfangs- und Auswerteeinrichtung angeordnet. Die bei der Durchstrahlung entstehende krankheitsspezifische Streustrahlung wird mit einer hochempfindlichen Kamera (vorteilhafterweise CCD-Kamera) mit einer Grenzeempfindlichkeit besser 0,1 Lux an der Frontseite des Kopfes aufgenommen.

Fig. 2 Prinzipdarstellung der Kameras mit ihren elektrisch gekoppelten Auswerteelementen.

Wie in Fig. 2 gezeigt, besitzt die Aufnahmekamera (3) ein an die obengenannten Strahlungswellenlängen angepaßtes optisches Paß-Filter, das vorteilhaft als dielektrisches Filter (1) gleichzeitig die Spiegelung der Aufnahmesituation sichtbar für den Patienten realisiert. Das bietet den Vorteil, die an einem Wandarm oder beweglichen Stativ montierte Kamera nur grob zu positionieren. Wie beschrieben, ist das lichtstreuende Gewebe durch eine hohe Vorwärtsanisotropie gekennzeichnet. Wird die Kamera (3) durch ein optisches Raumfilter (2) auf bekannte Art und Weise optional ergänzt, so stellt sich in Weiterführung des erfindungsgemäßen Gedankens durch die Verkettung dieser beiden Bedingungen eine optimale Richtungsangabe der Streustrahlung und damit eine höhere Selektivität für den Informationsparameter des Signales ein. Zur Sichtbarmachung der Streulichtverteilung ist sowohl ein Monitor (4) als auch ein Videoprinter (5), der sinnvollerweise mit einem Fußschalter bedient wird, an die Kamera anzuschließen.

Da auch liegende Patienten untersucht werden müssen, ist Anordnung sinnvoll durch eine Videobrille (7) zu ergänzen. Da an dieser Brille nur für ein Auge über Miniaturmonitor und Optik das Durchleuchtungsergebnis sichtbar wird, bleibt trotzdem die Patientenkontrolle in der horizontalen Aufnahmesituation mit dem liegenden Patienten möglich. Als weitere Option ist nach bekannter Art und Weise der Computeranschluß (8) mit dem Ziel der Bildspeicherung und Auswertung realisierbar. Da die Streulichtverteilung gewebeart- und gewebezustandsabhängig reagiert, führen bekannte Verfahren der Bildauswertung, wie densitometrische Auswertung alphanumerischer abgespeicherter Signalwerte, Falschfarbdarstellung, Remissionsanalyse und gewichtete Bildsubtraktion von 2-Wellenlängen-Bildern zu neuen Effekten. In allen algorithmischen Realisierungen korrelieren Signal- und/oder Muster mit den Stoffwechsel- und/oder Strukturänderungen in durchleuchteten Gewebenvolumen. Da die Vorrichtung den ergonomischen Bedingungen der in vivo-Untersuchungen folgt, ist die räumliche Anordnung des Detektors von großer Bedeutung.

Fig. 3 Prinzipdarstellung von Elementen der Vorrichtung zur Detektion und Darstellung von Streulichtverteilungen in der speziellen Anordnung am Stirnreif.

Vorteilhaft ist die Anordnung einer Miniatur-Aufnahme-Kamera (1) an einen Stirnreif (2). Das detektierte Signal ist direkt auf einem Miniaturmonitor (3) (verbunden mit einer optischen Anpassung) am frontalen Abschnitt des Stirnreifes darstellbar. Es besteht auch die Möglichkeit, das Ergebnis einer Bildbearbeitung nach Hin- und Rückführung der Signale zu einem Bildbearbeitungsmodul (6) auf dem Monitorschirm quasi reaktiv zu präsentieren. Gleichzeitig kann das aktuelle Bild der Streulichtverteilung über ein Modul (4) mit Filterkollimation, Optik und elektronisch-optischen Bildwandler erhalten werden, das seine Hochspannung aus dem Versorgungsmodul (5) erhält. In Weiterführung des

Erfindungsgedankens sind so parallel fluoreszenzangiographische Bilder optisch ableitbar, wobei eine Aufnahme die NIR-gefilterte Streulichtverteilung detektiert, während der Aufnahme Kanal filtertechnisch auf das Fluoreszenzband des Fluoreszenzmarkers abgestimmt ist. Verfahren und Vorrichtung können so vorteilhafterweise zum Screening von entzündlichen, ödematösen und tumorösen Prozessen vorrangig im Hals-Nasen-Ohrenbereich eingesetzt werden. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit des intraoperativen Einsatzes zur Feststellung akuter Hirnblutungen und bei Operationen am offenen Herzen. Neben HNO-Verlaufskontrollen sind Verfahren und Vorrichtung zur Untersuchung von Streulichtveränderungen bei Krankheiten des rheumatischen Formenkreises einsetzbar.

Fig. 4 Prinzipdarstellung einer Raumfilterung und Querschnittsanpassung.

In Fortsetzung des erfindungsgemäßen Gedankens ist es dazu vorteilhaft, für die Diagnostik an kleinen Gelenken einen querschnittserweiternden geordneten faseroptischen Taper (1) mit dem CCD-Chip der Kamera (2) auf bekannte Art und Weise optisch zu koppeln. Dieses faseroptische Element kann zusätzlich mit einer raumfilternden Schacht-Matrix (3) an der Frontseite versehen werden. Bei kollimierter Einstrahlung (4) werden dadurch gleichzeitig die Streu- und Absorptionscharakteristika des durchstrahlten Gewebes als auch im ausreichenden Maße die Richtungsinformation der Photonen dekodiert.

Patentansprüche

1. Anordnung zur Durchstrahlung von menschlichem Gewebe, vorzugsweise mittels IR-Strahlung unter Verwendung von mindestens zwei Wellenlängen in einem Strahlungsbereich von 600 nm bis 1100 nm, dadurch gekennzeichnet, daß die Wellenlängen einen Mindestabstand von 150 nm aufweisen und die gewebespezifische, bei der Durchstrahlung, erzeugte Streulichtverteilung mit einem Bildaufnahmesystem detektiert wird.
2. Anordnung zur Durchstrahlung von menschlichem Gewebe, vorzugsweise mittels IR-Strahlung bevorzugt in symmetrisch angeordneten menschlichen Körperhöhlen, dadurch gekennzeichnet, daß, vorzugsweise gleichzeitig, in mindestens zwei Gebieten die gewebespezifische Lichtverteilung, vorzugsweise der Streustrahlung, erfaßt wird und ein Vergleich der detektierten Strahlungsbilder erfolgt.
3. Anordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß ein mindestens zwischenklammerfaseroptischer Strahlungsapplikator zur Einstrahlung vorgesehen ist.
4. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-3, dadurch gekennzeichnet, daß die Einstrahlungsrichtung veränderbar ist.
5. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-4, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlungsapplikator mindestens eine Faseroptik mit einem Kollimationstaper am distalen Ende aufweist.
6. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-5, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlungsapplikator als zwei ischenklige, spreizbare Klemmzange mit zwei faseroptischen Elementen ausgebildet ist.
7. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-6, dadurch gekennzeichnet, daß die seitliche Winkelveränderung der faseroptischen Elemente eine symmetrische Anpassung zur bidirektionalen Einstrahlung

lung realisiert.

8. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–7, dadurch gekennzeichnet, daß die Richtungsverteilung der faseroptischen Elemente des Strahlungsapplikators, unabhängig voneinander, in mindestens eine Richtung erfolgt.

9. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–8, dadurch gekennzeichnet, daß über den Applikator die Einstrahlung mehrerer Wellenlängen erfolgt.

10. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–9, dadurch gekennzeichnet, daß eine Strahlung einer Wellenlänge von etwa 800 nm verwendet wird.

11. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–10, dadurch gekennzeichnet, daß die Einstrahlung über Laserdioden erfolgt.

12. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–11, dadurch gekennzeichnet, daß sowohl gefilterte konventionelle Lichtquellen als auch Laserdioden moduliert oder gepulst betrieben werden.

13. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–12, dadurch gekennzeichnet, daß eine lichtempfindliche Kamera eingesetzt wird, die ein Spiegeln des Kantenfilters zur Positionskontrolle des Patienten realisiert.

14. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–13, dadurch gekennzeichnet, daß die Kamera mit einem Spezialobjektiv versehen wird, das eine Raumfilterung ermöglicht.

15. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–14, dadurch gekennzeichnet, daß an die detektierende Kamera parallel Videoprinter mit Fußschalter, Monitor, Videobrille und Computer zur Bildauswertung angeschlossen sind.

16. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–15, dadurch gekennzeichnet, daß die Videobrille die Beobachtung der Durchleuchtungssituation in jeder Position des Patienten ermöglicht.

17. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–16, dadurch gekennzeichnet, daß eine Bildverarbeitung den symmetrischen Vergleich der Streulichtverteilung ermöglicht einschließlich solcher Prozeduren, wie densitometrische Auswertung, Falschfarbdarstellung, Remissionsanalyse und gewichtete Bildsubtraktion.

18. Anordnung zur Durchleuchtung von Körperteilen nach einem der Ansprüche 1–17, dadurch gekennzeichnet, daß wahlweise Kamera, Miniaturmonitor, optoelektrisches Bildwandlerelement und Hochspannungsquelle an einen Stirnreif montiert werden.

19. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß ein Detektionskanal optisch auf die Streulichtverteilung und ein Detektionskanal optisch auf die Fluoreszenz eines angiographischen Fluoreszenz eines angiographischen Fluoreszenzmarkers abgestimmt sind.

20. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß einer kollimierter scanfähigen Lichtquelle ein faseroptischer Taper gegenübersteht, der Querschnitt angepaßt an biologische Strukturen das empfangende Bild linsenlos in den CCD-Sensor einkoppelt.

21. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–20, dadurch gekennzeichnet, daß am distalen Ende des faseroptischen Tapers eine Schicht aufgebracht ist, die im Diameter-Raster der sensorischen Pixel durch ein Schachtverhältnis ≤ 5 ein Raumfilterung realisiert.

22. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–21, dadurch gekennzeichnet, daß dem Bildaufnahmesystem ein optisches Raumfilter vorgeordnet ist.

23. Anordnung nach einem der Ansprüche 1–22, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildaufnahmesystem mit einer flächenhaften Bildwiedergabeeinheit verbunden ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

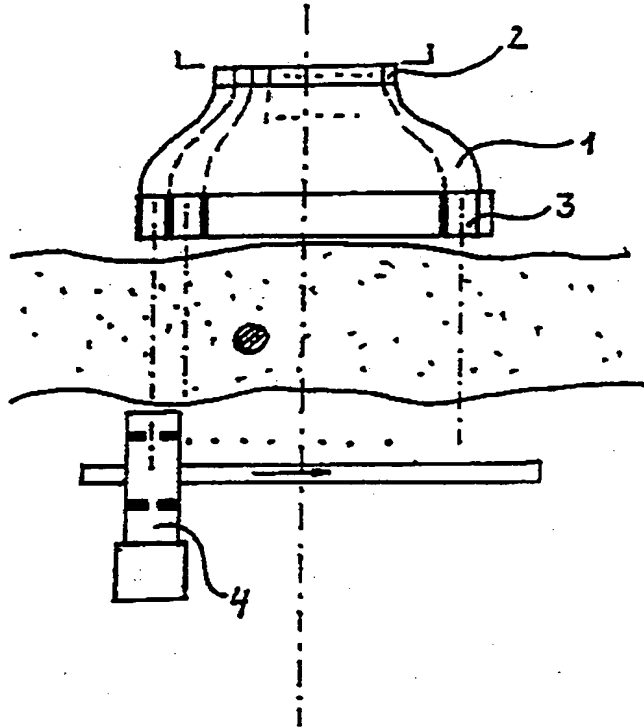


Fig. 4

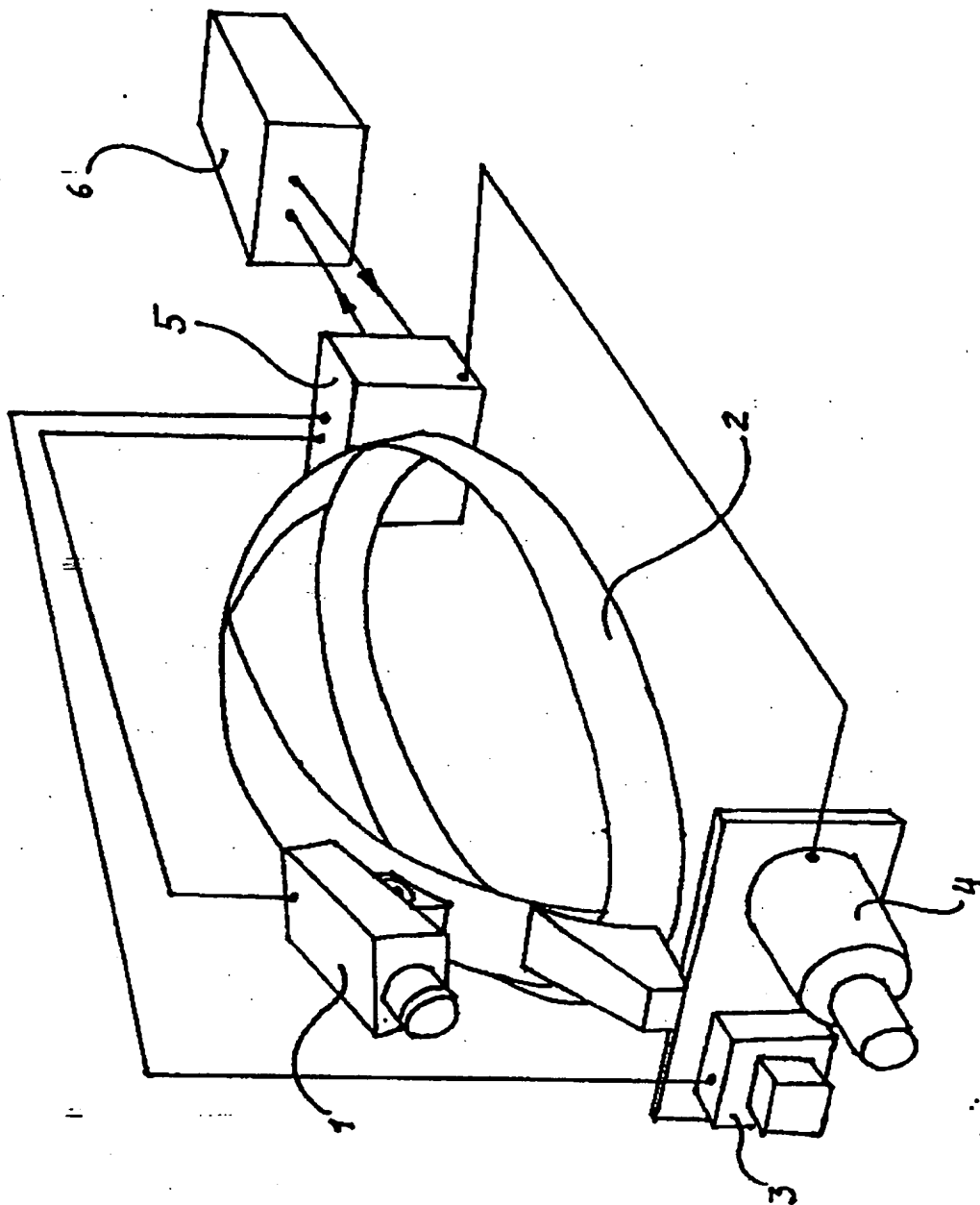


Fig. 3

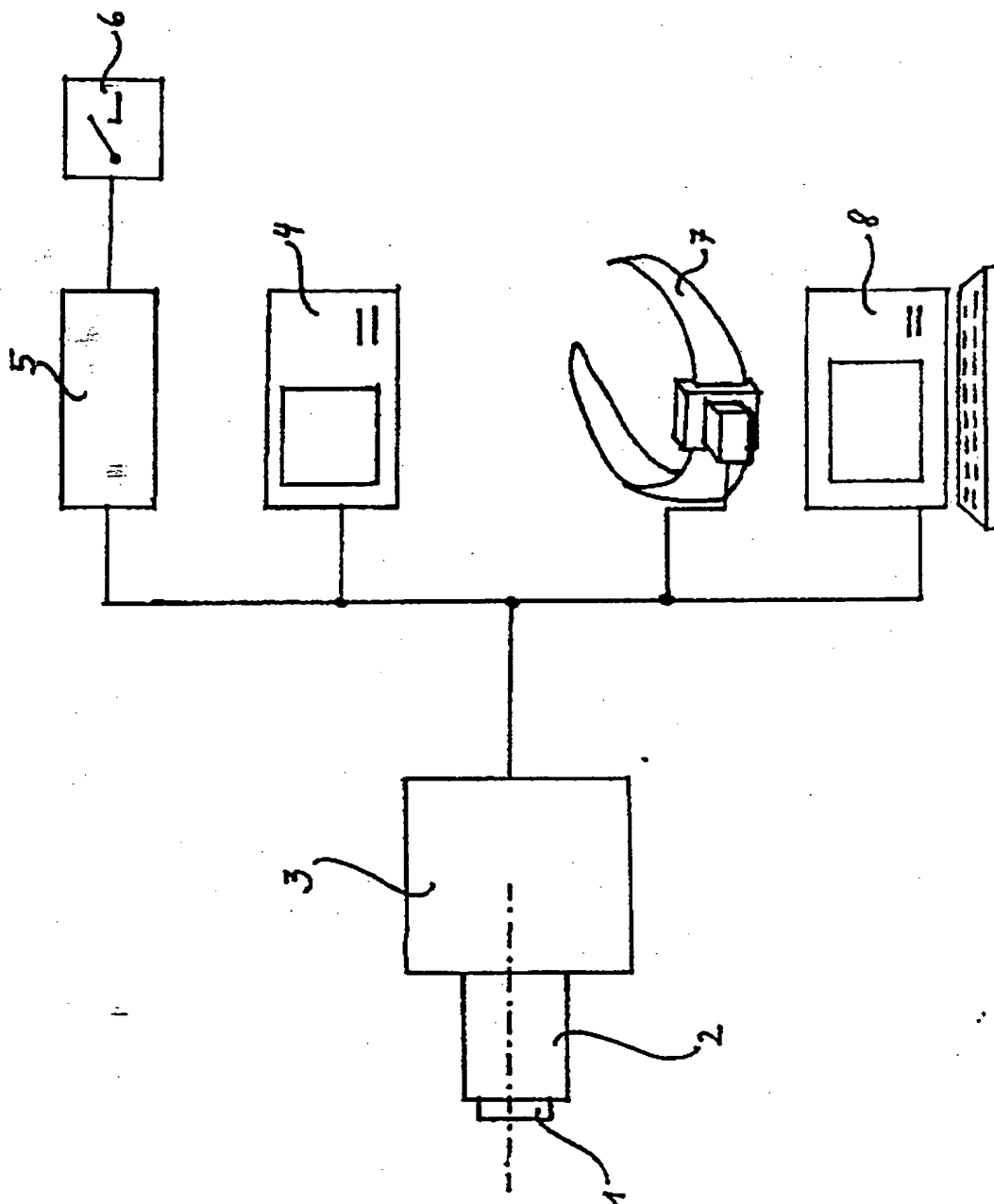


Fig. 2

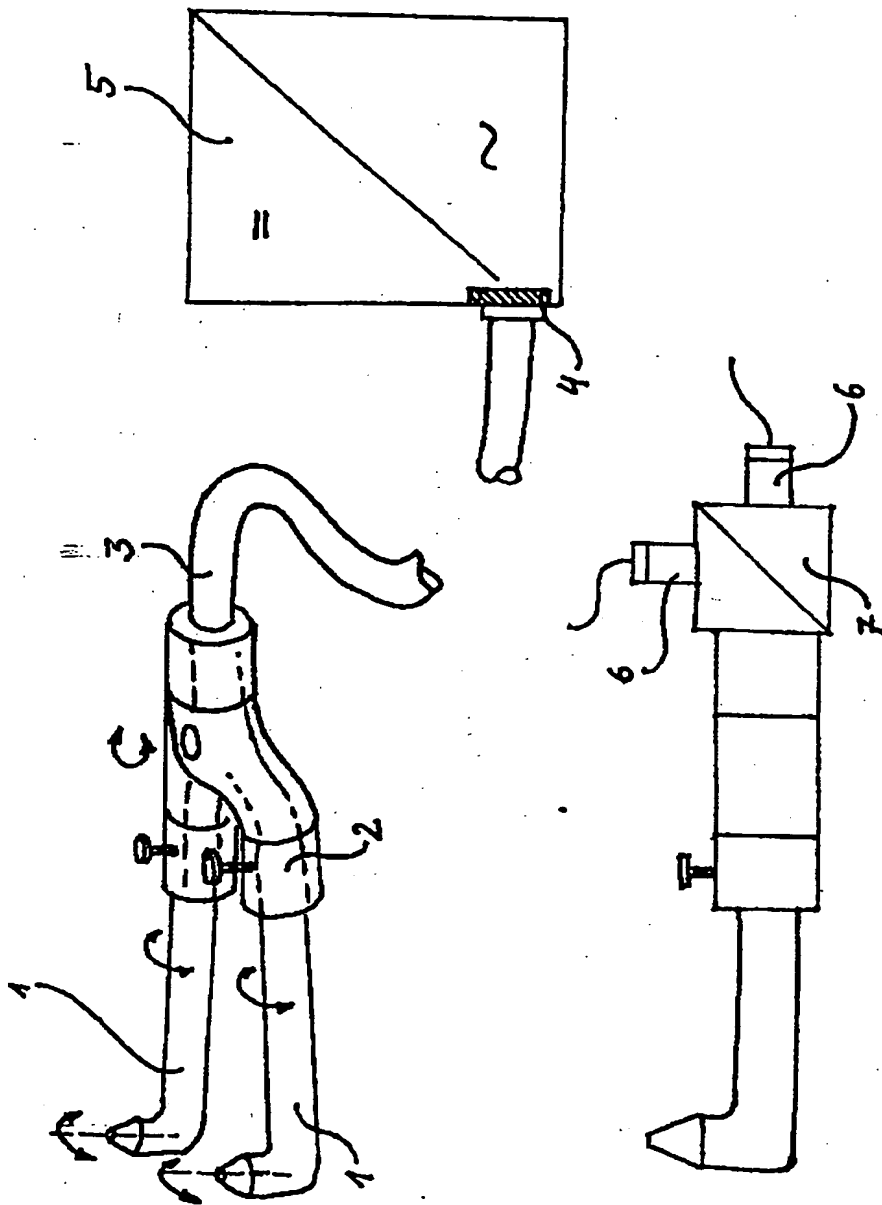


Fig. 1